

EVALUATION OF EYE-BLINKING ARTIFACT EFFECT ON RESULTS OF SIMULTANEOUS EEG-FMRI DATA FUSION

Lukáš Dobiš

Bachelor Degree Programme (3), FEEC BUT

E-mail: xdobis01@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: René Labounek

E-mail: rene.labounek@gmail.com

Abstract: Purpose of this work is to test performance of eye blink artifact suppression in EEG data by method of independent component analysis (ICA), and to describe characteristics of manifestation of mentioned artifact on results of simultaneous EEG-fMRI data fusion. Results of evaluation have proved ICA usefulness as a tool for eye blink artifact suppression using higher order statistics for stochastic signal preprocessing. And EEG-fMRI results demonstrate that they differ, whether the suppression is or is not used.

Keywords: simultaneous EEG-fMRI, eye blink artifact, independent component analysis

1 ÚVOD

Simultánne meranie EEG a fMRI dát sa snaží využiť predností oboch modalít v spoločnej analýze - tj. priestorového rozlíšenia funkčnej magnetickej rezonancie (fMRI) a časového rozlíšenia elektroencefalografie (EEG). Táto práca sa venuje potlačeniu artefaktu mrkania, ktorý postihuje EEG signál a hodnoteniu vplyvu potlačenia tohto artefaktu na finálne výsledky združenej analýzy EEG-fMRI dát. Na potlačenie artefaktu mrkania, bola zvolená vyššia štatistická metóda analýzy nezávislých komponent (ICA), ktorá separuje EEG signál v časovej oblasti na vzájomne štatisticky nezávislé zložky.

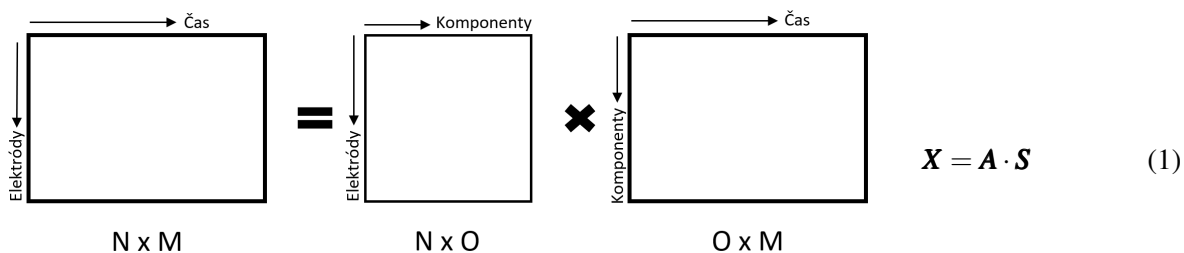
2 METÓDY

2.1 AKVIZÍCIA SIMULTÁNNYCH EEG-FMRI DÁT

Dáta boli merané zo 42 subjektov pri úlohe semantic decision, ktorej podstatou bolo vyvolať aktiváciu v cerebrálnych rečových oblastiach. Na meranie fMRI dát bol použitý 1,5T MR tomograf. Parametre akvizície MRI snímok bolo 230 funkčných snímok, 20 tranzverzálnych rezov, s repetičným časom jedného 3D skenu $TR = 1850$ ms, s odozvou echa $TE = 40$ ms, s sklápacím uhlom $FA = 80^\circ$ pri veľkosti voxelu $3,9 \times 3,9 \times 6$ mm³. Počas fMRI akvizície boli nasnímané EEG dáta s vzorkovacou frekvenciou 5 kHz na 30 elektródovom 10/20 EEG systéme. Referenčná hodnota bola priemer z Fz a Cz elektród [1]. Po funkčnej akvizícii boli nasnímané anatomické T1 vážené MPRAGE snímky s parametrami 160 sagitálnych rezov, $TR = 1700$ ms, $TE = 3,96$ ms, hrúbka rezu 1,17 mm a $FA = 15^\circ$.

2.2 PREDSPRACOVANIE A ANALÝZA EEG-FMRI DÁT

EEG a fMRI dáta boli čiastočne predspracované. Dáta fMRI boli predspracované pomocou knižníc SPM8 (odstránenie pohybových artefaktov, koregistrácia s anatomickými snímkami a normalizácia na templát). Dáta EEG boli čiastočne predspracované softvérom *BrainVision Analyser 2.0* (odstránenie gradientných artefaktov a potlačenie EKG signálu) [1]. V rámci tejto práce boli EEG signály z každého zvodu filtrované pásmovou priepust'ou s medznými frekvenciami 1 Hz, 40 Hz a normalizované na strednú hodnotu 0 a rozptyl 1. Pre potlačenie mrkancov z EEG dát bola použitá časová

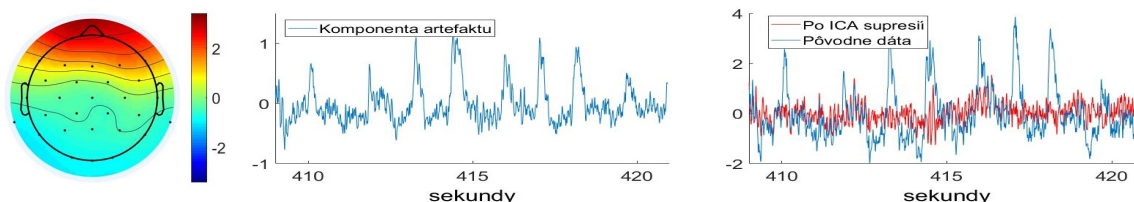


Obrázek 1: ICA schéma pre EEG a rovnica ICA

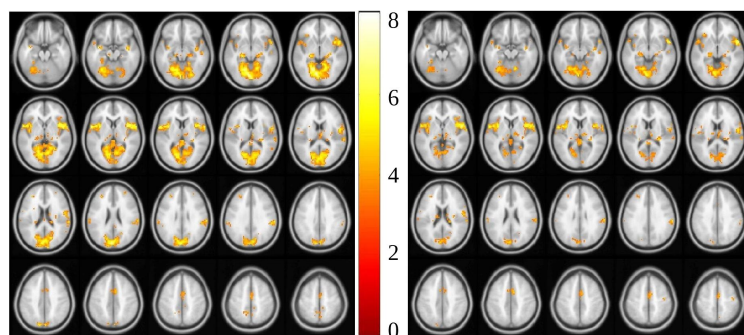
ICA (viz ďalšia podkapitola) implementovaná v knižniciach EEGLAB naprogramovaných v jazyku MATLAB [2]. Po potlačení artefaktu sa spravila fúzia technikou mnohonásobnej lineárnej regresie v obecnom lineárnom modeli (GLM) za pomoci softvérových knižníc EEG Regressor Builder a SPM8, rovnako ako v [3]. V nej dáta EEG sú regresormi záujmových frekvenčných pásiem. Výsledkom sú aktivačné mapy štatisticky významných korelácií BOLD signálu na záujmový regresor. EEG-fMRI analýza bola napočítaná pre fluktuácie relatívneho výkonu alfa pásma (8 – 12 Hz) spriemerované cez 30 elektród. Skupinová analýza subjektov bola spravená jedno-výberovými t-testami pre každý voxel. Metodika fúznej analýzy je popísaná v [3]. EEG-fMRI analýza bola spravená s a bez odstránenia mrkancov z EEG dát. Rozdielnosť výsledných skupinových 3D T-máp bola vyhodnotená Euklidovskou vzdialenosťou, Pearsonovým korelačným koeficientom (PKK) a kovarianciou.

3 POTLAČENIE ARTEFAKTU MRKANIA Z EEG POMOCOU ČASOVEJ ICA

ICA patrí pod *Blind source separation* (BSS, slepá separácia zdrojov) štatistické metódy, ktorých funkciou je hľadanie jednotlivých zdrojov signálov v lineárnej zmesi na sebe nezávislých signálov. Rovnica (1) a Obrázok 1 popisuje podobu ICA, kde koeficienty v mixovacej matici A sú odhadované tak, aby riadky v matici S (tj. časové rady) boli maximálne štatisticky nezávislé [4]. Pre túto prácu bol použitý algoritmus SOBI (*Second order blind inference*). SOBI využíva časovej koherencie zdrojov signálu na určenie A^{-1} , a to cez spojitú diagonalizáciu teda minimalizáciu sumy odmocnín vzájomných korelácií medzi jedným komponentom v čase t a ďalším komponentom v čase $t + \tau$, počítaných pre viacero časových posunov τ (počet možných τ daný počtom komponentov) a pre všetky možné páry komponentov. Vzájomné korelácie sú citlivé na vnútorné časové vlastnosti časových rád, čo umožňuje separáciu zdrojov pomocou časovej informácie obsiahnutej v EEG signále [5]. Pre jednotlivé nezávislé komponenty EEG signálu (riadky v matici S) existuje projekcia ich topografie (stĺpce v matici A). Hodnotením vlastností oboch veličín sa využíva v rozhodovaní, či je daná komponenta fyziologické EEG alebo fyziologický šum pochádzajúci z mrkania. Komponenty charakterizujúce mrkancový artefakt sa vyznačujú symetrickým píkcom výkonu topografie v frontálnych oblastiach a nepravidelnými periodickými s píkmami v časovej rade komponenty. Také komponenty boli vizuálne hľadané v dekomponovaných EEG dátach, boli vynulované a EEG signál bol spätne rekonštruovaný spätnou lineárnou sumáciou bez týchto komponentov.



Obrázek 2: Topografická projekcia a časový priebeh komponenty mrkania s porovnaním časového priebehu na elektróde Fp1 pred a po jej odstránení



Obrázek 3: Vysledné skupinové 3D T-mapy prahované s $p < 0.001$ nekorigovanou pre chybu mnohonásobného testovania pre dáta bez (vľavo) a s potlačením mrkancového artefaktu (vpravo)

4 VÝSLEDKY A DISKUSIA

Príklad komponenty klasifikovanej ako mrkancový artefakt a filtrovaný signál bez artefaktu na elektróde FP1 môžete vidieť na Obrázku 2. Na Obrázku 3 je vidieť, že skupinové EEG-fMRI T-mapy sa líšia pre proces spracovania dát bez a s potlačením mrkancov z EEG dát. Výsledky dosiahnuté pre metodiku bez potlačenia mrkania vypadajú obdobne ako v štúdií [3], kde mrkance neboli potlačené. U T-mapy s potlačenými mrkancami pozorujeme pokles aktivácií vo vizuálnom kortexe, ktorý bol pravdepodobne aktivovaný práve vďaka artefaktu prítomnému v EEG dátach. Podobnosť oboch 3D T-máp bola kvantifikovaná pre kovarianciu na 0.8331 s jej normalizovanou verziou PKK 0.9523. Posun PKK o 0.05 od úplnej lineárnej závislosti máp je výsledkom odstránenia mrkancov pomocou ICA. Euklidovská vzdialenosť bola vypočítaná na hodnotu 119.4996. Tá podporuje tvrdenie o podobnosti ale zároveň netotožnosti porovnaných máp.

5 ZÁVĚR

Práca potvrdila silu ICA dekompozície ako nástroja na hľadanie nezávislých zdrojov v zmesi stochasticky nezávislých signálov. Čo umožňuje v praxi potlačenie záujmového artefaktu mrkania v dátach EEG. Vo výsledkoch sa preukázala netotožnosť 3D T-máp EEG-fMRI fúzie, pre mapy s a bez ICA potlačenia artefaktu mrkania.

REFERENCE

- [1] LABOUNEK, René, et al. *Generalized EEG-FMRI spectral and spatio-spectral heuristic models*. 13th International Symposium on. IEEE, 2016. p. 767-770.
- [2] DELORME, Arnaud; MAKEIG, Scott. *EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis*. Journal of neuroscience methods, 2004, 134.1: 9-21.
- [3] LABOUNEK, René, et al. *Exploring task-related variability in fMRI data using fluctuations in power spectrum of simultaneously acquired EEG*. Journal of neuroscience methods, 2015, 245: 125-136.
- [4] JOYCE, Carrie A.; GORODNITSKY, Irina F.; KUTAS, Marta. *Automatic removal of eye movement and blink artifacts from EEG data using blind component separation*. Psychophysiology, 2004, 41.2: 313-325.
- [5] TANG, Akaysha C.; LIU, Jing-Yu; SUTHERLAND, Matthew T. *Recovery of correlated neuronal sources from EEG: the good and bad ways of using SOBI*. Neuroimage, 2005, 28.2: 507-519.